

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-240610

(P2009-240610A)

(43) 公開日 平成21年10月22日(2009.10.22)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 D 4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2008-92133 (P2008-92133)	(71) 出願人	000004547
(22) 出願日	平成20年3月31日 (2008. 3. 31)		日本特殊陶業株式会社
		(74) 代理人	110000578
			名古屋国際特許業務法人
		(72) 発明者	秋山 純一
			愛知県名古屋市瑞穂区高辻町 1 4 番 1 8 号
			日本特殊陶業株式会社内
		(72) 発明者	加賀 逸雄
			愛知県名古屋市瑞穂区高辻町 1 4 番 1 8 号
			日本特殊陶業株式会社内
		(72) 発明者	棚田 哲次
			愛知県名古屋市瑞穂区高辻町 1 4 番 1 8 号
			日本特殊陶業株式会社内
		F ターム (参考)	4C117 XA07 XB01 XE13 XE24 XE29 XG17 XG18 XG19 XG33

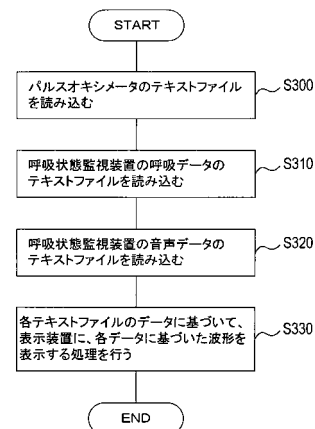
(54) 【発明の名称】 生体状態検出装置、プログラム、記録媒体、及び生体状態表示方法

(57) 【要約】

【課題】簡易な構成で、生体の状態を示す複数のデータを分かりやすく容易に表示できる生体状態検出装置、プログラム、記録媒体、及び生体状態表示方法を提供すること。

【解決手段】ステップ 3 0 0 では、パソコン 1 0 3 の記録装置に記録された経皮的動脈血酸素飽和度のデータのテキストファイルを読み込む。続くステップ 3 1 0 では、パソコン 1 0 3 の記録装置に記録された呼吸データ（呼吸信号）のテキストファイルを読み込む。続くステップ 3 2 0 では、パソコン 1 0 3 の記録装置に記録された音声データ（音声信号）のテキストファイルを読み込む。続くステップ 3 3 0 では、各テキストファイルの 3 種のデータの時間を合わせて、ディスプレイ 1 0 5 に並列して表示する。

【選択図】図 1 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

経皮的動脈血酸素飽和度を検出するパルスオキシメータと、該パルスオキシメータとは別個の呼吸及び気道音を検出する呼吸センサと、を用いて得られたデータを、表示装置に表示する生体状態検出装置であって、

前記パルスオキシメータから得られる経皮的動脈血酸素飽和度を示す酸素飽和度信号と、前記呼吸センサから得られる呼吸を示す呼吸信号及び気道音を示す音声信号と、を入力し、

前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形と、前記音声信号の波形とを、前記表示装置に並べて表示するとともに、前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形及び前記音声信号の波形とを、時間経過を対応づけて表示することを特徴とする生体状態検出装置。

10

【請求項 2】

無呼吸・低呼吸の状態に対応する前記酸素飽和度信号の波形の各ピーク間の時間を記録して A パターンを作成する工程と、

無呼吸・低呼吸の状態に対応する前記呼吸信号を示すイベント後の呼吸再開から、次のイベント後の呼吸再開までの時間を記録して B パターンを作成する工程と、

前記 A パターンと B パターンとを時系列に沿って比較し、該 A パターンと B パターンとの一致の程度が高い状態を検出する工程と、

前記 A パターンと B パターンとの一致度が最も高い組み合わせに対して、前記 B パターンのイベント後の呼吸再開の時刻に、A パターンの先頭時刻を合わせる工程と、

20

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の生体状態検出装置。

【請求項 3】

前記 A パターンを作成する工程は、

所定の計測期間における前記酸素飽和度信号が所定値以下に低下する回数をカウントする工程と、

前記回数に応じて、パターン数を設定する工程と、

前記酸素飽和度信号が低下するピーク間の時間を、パターン数分記録して A パターンを作成する工程と、

を有することを特徴とする前記請求項 2 に記載の生体状態検出装置。

30

【請求項 4】

前記呼吸センサは、人の呼気及び吸気の呼吸状態を示す呼吸信号と、呼吸によって生ずる気道音を示す音声信号とを検出可能な検出素子を備えた呼吸センサであることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の生体状態検出装置。

【請求項 5】

前記検出素子は、呼吸に伴う温度変化を検出する検出素子又は呼吸に伴う振動を検出する検出素子であることを特徴とする請求項 4 に記載の生体状態検出装置。

【請求項 6】

前記呼吸センサにより得られたベース信号を、前記呼吸信号と前記音声信号とに分離することを特徴とする請求項 4 又は 5 に記載の生体状態検出装置。

40

【請求項 7】

前記呼吸信号と前記音声信号とを、周波数の違いによって分離することを特徴とする請求項 6 に記載の生体状態検出装置。

【請求項 8】

前記パルスオキシメータは、経皮的動脈血酸素飽和度以外に、脈波及び脈拍数の少なくとも一方を検出する機能を有するものであり、

前記生体状態検出装置は、前記酸素飽和度信号の波形以外に、脈波を示す波形及び脈拍数を示す波形の少なくとも一方を、時間経過を対応づけて表示することを特徴とする前記請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の生体状態検出装置。

【請求項 9】

50

前記請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の処理を実現させるためのプログラム。

【請求項 10】

前記請求項 9 に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【請求項 11】

経皮的動脈血酸素飽和度を検出するパルスオキシメータと、該パルスオキシメータとは別個の呼吸及び気道音を検出する呼吸センサと、を用いて得られたデータを、表示装置に表示する生体状態表示方法であって、

前記パルスオキシメータから得られる経皮的動脈血酸素飽和度を示す酸素飽和度信号と、前記呼吸センサから得られる呼吸を示す呼吸信号及び気道音を示す音声信号と、を用い、

前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形と、前記音声信号の波形とを、前記表示装置に並べて表示するとともに、前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形及び前記音声信号の波形とを、時間経過を対応づけて表示することを特徴とする生体状態表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、 piezo 素子等を利用した呼吸センサやパルスオキシメータなどを用いて検出した生体情報を、ディスプレイ等に表示できる生体状態検出装置、プログラム、記録媒体、及び生体状態表示方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、生体（被験者）の状態を検出する装置として、例えば、プローブを指先や耳などに付けて、無侵襲に脈拍数と経皮的動脈血酸素飽和度（ SpO_2 ）をモニターするパルスオキシメータが使用されている。

【0003】

また、これとは別に、被験者の呼気や吸気の呼吸状態を検出する技術として、例えば、体の動きを圧電素子で検出し、その検出結果から呼吸の状態を調べる技術が知られている（特許文献 1 参照）。

【0004】

更に、近年では、口に P V D F（ポリフッ化ビニリデン）フィルムを備えた呼吸センサを貼り付け、その検出信号から呼吸を検出する技術も開示されている（特許文献 2 参照）。

【特許文献 1】特許第 2 8 0 3 3 7 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 6 - 2 1 2 2 7 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した従来の技術では、経皮的動脈血酸素飽和度と呼吸状態とを別個のセンサでそれぞれ検出しているので、総合的に被験者の状態を把握することは、簡単ではなかった。

【0006】

また、これとは別に、被験者に取り付けたカニューラを介して（呼気や吸気の圧力の変化から）呼吸状態を検出するとともに、同時に経皮的動脈血酸素飽和度を測定する簡易 P S G 装置が開発されているが、構造が複雑で高価であり、一般にはそれほど普及していないのが現状である。

【0007】

本発明は、前記課題を解決するためになされたものであり、簡易な構成で、生体の状態を示す複数のデータを分かりやすく容易に表示できる生体状態検出装置、プログラム、記録媒体、及び生体状態表示方法を提供すること目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

(1) 請求項1の発明は、経皮的動脈血酸素飽和度を検出するパルスオキシメータと、該パルスオキシメータとは別個の呼吸及び気道音を検出する呼吸センサと、を用いて得られた同一の被験者のデータを、表示装置に表示する生体状態検出装置であって、前記パルスオキシメータから得られる経皮的動脈血酸素飽和度を示す酸素飽和度信号と、前記呼吸センサから得られる呼吸を示す呼吸信号及び気道音を示す音声信号と、を入力し、前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形と、前記音声信号の波形とを、前記表示装置に並べて表示するとともに、前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形及び前記音声信号の波形とを、時間経過を対応づけて表示することを特徴とする。

10

【0009】

本発明では、別個のパルスオキシメータと呼吸センサを用いて、(別個の計時手段によって記録される)経皮的動脈血酸素飽和度と呼吸信号・音声信号とを求めるので、酸素飽和度と呼吸信号・音声信号とには時間の経過に対応関係が無いが、酸素飽和度と呼吸信号・音声信号を入力した生体状態検出装置では、酸素飽和度信号の波形と呼吸信号の波形及び音声信号の波形とを、時間経過を対応づけて(好ましくは一致させて)表示する。

【0010】

従って、この酸素飽和度信号の波形と呼吸信号の波形及び音声信号の波形とが、同様な時間変化で並べて表示された表示画面を見れば、例えば無呼吸・低呼吸の状態を、容易に且つ確実に判定することができる。

20

【0011】

なお、ここで別個のセンサとは、各センサで測定されたデータが、別個のタイマ等で計時されることを意味する。

(2) 請求項2の発明では、無呼吸・低呼吸の状態に対応する前記酸素飽和信号の波形の各ピーク(酸素飽和度が最も低下したピーク)間の時間を記録してAパターンを作成する工程と、無呼吸・低呼吸の状態に対応する前記呼吸信号を示すイベント(1回の無呼吸・低呼吸の状態が1回のイベント)後の呼吸再開から、次のイベント後の呼吸再開までの時間を記録してBパターンを作成する工程と、前記AパターンとBパターンとを時系列に沿って比較し、該AパターンとBパターンとの一致の程度が高い状態を検出する工程と、前記AパターンとBパターンとの一致度が最も高い組み合わせに対して、前記Bパターンのイベント後の呼吸再開の時刻に、Aパターンの先頭時刻を合わせる工程と、を有することを特徴とする。

30

【0012】

例えばAパターンが、「7秒、4秒、1秒、3秒」であり、Bパターンが、「7秒、5秒、1秒、4秒」であったような場合には、一部時間にずれがあったとしても、両パターンが一致すると見なして、Bパターンのイベント後の呼吸再開の時刻に、Aパターンの先頭時刻を合わせる。これにより、データのパターンの特徴から、酸素飽和信号と呼吸信号(従って音声信号)との時間合わせを行うことができる。

【0013】

なお、両パターンの一致度を調べる方法は各種考えられるが、例えば両パターンにおける個々のデータ値のずれが、総合的に(例えばズレを加算した場合)ズレが最も少ないパターン同士を採用する方法が挙げられる。

40

【0014】

(3) 請求項3の発明は、前記Aパターンを作成する工程は、所定の計測期間における前記酸素飽和度信号が所定値以下に低下する回数をカウントする工程と、前記回数に応じて、パターン数を設定する工程と、前記酸素飽和度信号が低下するピーク間の時間を、パターン数分記録してAパターンを作成する工程と、を有することを特徴とする。

【0015】

各パターン内のデータ値を全て記録し、両データを比較すると記録量、処理量が多くなるので、適当な範囲(データ数:パターン数)に設定することが好ましい。

50

(4) 請求項4の発明では、前記呼吸センサは、人の呼気及び吸気の呼吸状態を示す呼吸信号と、呼吸によって生ずる気道音を示す音声信号とを検出可能な検出素子を備えた呼吸センサであることを特徴とする。

【0016】

従って、この呼吸センサを用いることにより、呼吸の状態と気道音を検出することができる。

なお、呼吸信号だけではノイズの影響を受けることがあるので、例えば(呼吸の再開時に発生すると考えられる)いびき等に伴う音声信号を加味して呼吸状態を判定することにより、精度良く呼吸状態を検出することができる。

【0017】

また、呼吸に対応して呼吸信号が得られるが、無呼吸・低呼吸の場合には、呼吸信号の振幅が小さくなる。通常では、そのような信号が得られた場合には、無呼吸・低呼吸が発生したと判断できるが、ノイズが発生すると、呼吸にかかわらず大きな振幅の信号が検出されることがあるので、その様な場合には、ノイズを呼吸と誤判定することがある。これとは別に、無呼吸・低呼吸から正常な呼吸に変化した場合には、通常いびきを伴うので、いびきのような大きな音声信号がある場合には、呼吸が発生したと判断できる。

【0018】

そこで、例えば呼吸と考えられるような大きな振幅の呼吸信号が検出された場合に、同様な時期に(いびきの様な)大きな音声信号が検出されたときには、呼吸が再開されたと判断することができる。

【0019】

(5) 請求項5の発明では、前記検出素子は、呼吸に伴う温度変化を検出する検出素子又は呼吸に伴う振動を検出する検出素子であることを特徴とする。

この検出素子としては、温度によってその出力が変化する温度素子や、圧力によってその出力が変化する圧電素子が挙げられるが、両機能を備えた例えばP V D F等の素子(例えば圧電素子)が好適である。

【0020】

(6) 請求項6の発明では、前記呼吸センサにより得られたベース信号を、前記呼吸信号と前記音声信号とに分離することを特徴とする。

呼吸動作を示す様な緩やかに変化する信号は、所定の周波数より低い周波数の信号であるので、例えば圧電素子を利用した呼吸センサを用いて得られるアナログのベース信号から、所定の周波数より低い周波数の信号を、呼吸信号として抽出することができる。

【0021】

また、ベース信号から、呼吸信号と音声信号とを分離するので、この呼吸信号と音声信号とを利用して、例えば呼吸の再開を示す信号(いびき等)を抽出することができる。

(7) 請求項7の発明では、前記呼吸信号と前記音声信号とを、周波数の違いによって分離することを特徴とする。

【0022】

本発明は、呼吸信号と音声信号とを分離する手法を示したものである。通常、呼吸信号の周波数は音声信号の周波数より低いので、周波数の違いによって両者を分離することができる。

【0023】

(8) 請求項8の発明では、前記パルスオキシメータは、経皮的動脈血酸素飽和度以外に、脈波及び脈拍数の少なくとも一方を検出する機能を有するものであり、前記生体状態検出装置は、前記酸素飽和度信号の波形以外に、脈波を示す波形及び脈拍数を示す波形の少なくとも一方を、時間経過に対応づけて表示することを特徴とする。

【0024】

これにより、被験者の状態をより明確に把握できるという利点がある。

(9) 請求項9の発明は、前記請求項1～8のいずれかに記載の処理を実現させるためのプログラムを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

このプログラムは、例えば、フレキシブルディスク、ＣＤ－ＲＯＭ、メモリーカード、ＵＳＢメモリなどの記録媒体や、インターネットなどの通信回線網を介して、プログラム書込装置自身、コンピュータシステム、または、これらを利用する利用者に提供される。

【 0 0 2 6 】

(1 0) 請求項 1 0 の発明は、前記請求項 9 に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体を特徴とする。

この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置、マイクロチップ、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク、ＵＳＢメモリ等の各種の記録媒体が挙げられる。つまり、上述した処理を実行させることができるプログラムを記録したものであれば、特に限定はない。

【 0 0 2 7 】

(1 1) 請求項 1 1 の発明は、経皮的動脈血酸素飽和度を検出するパルスオキシメータと、該パルスオキシメータとは別個の呼吸及び気道音を検出する呼吸センサと、を用いて得られた同一の被験者のデータを、表示装置に表示する生体状態表示方法であって、前記パルスオキシメータから得られる経皮的動脈血酸素飽和度を示す酸素飽和度信号と、前記呼吸センサから得られる呼吸を示す呼吸信号及び気道音を示す音声信号と、を用い、前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形と、前記音声信号の波形とを、前記表示装置に並べて表示するとともに、前記酸素飽和度信号の波形と、前記呼吸信号の波形及び前記音声信号の波形とを、時間経過を対応づけて表示することを特徴とする。

【 0 0 2 8 】

本発明は、前記請求項 1 と同様な効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 9 】

次に、本発明を実施するための最良の形態の例（実施例）について説明する。

【実施例 1】

【 0 0 3 0 】

本実施例の生体状態検出装置は、スクリーナによって各個人の呼吸データを蓄積し、この呼吸データをパソコンに取り込んで、無呼吸や低呼吸の判定等の呼吸状態の解析を行うことができるとともに、パルスオキシメータからの経皮的動脈血酸素飽和度のデータを取り込んで、（時間を合わせて）呼吸データと並べて経皮的動脈血酸素飽和度のデータを表示するものである。

【 0 0 3 1 】

a) まず、携帯型のスクリーナ（呼吸状態監視システム）の構成を、図 1 ～ 図 3 を用いて説明する。

図 1 に示す様に、スクリーナ 1 は、呼吸状態を検出するための装置であり、被験者に取り付けられる呼吸センサ 3 と、呼吸センサ 3 が着脱可能に取り付けられて、呼吸センサ 3 からの信号を記録する呼吸状態監視装置 5 とから構成されている。

【 0 0 3 2 】

前記呼吸センサ 3 は、略 T 字形状の内カバー 6 及び外カバー 7 の 2 重構造からなるセンサ本体 8 を備えるとともに、両カバー 6、7 の左右の下端を連結する連結部 9 と、両カバー 6、7 の間から伸びる一対のリード線 10、11 と、リード線 10、11 の先端に取り付けられたセンサ側コネクタ 13（図 2 参照）とを備えている。

【 0 0 3 3 】

このうち、両カバー 6、7 は、図 1 の上下方向に伸びる中央部 6a、7a が紙面表側に凸となった例えばポリエステルからなる薄肉のフィルム状の部材であり、口及び鼻からの息を検出するための呼吸検出部 14 と、呼吸検出部 14 の後端側（同図上方）の左右の両端から突出する一対の脚部 16a、16b とから構成されている。

【 0 0 3 4 】

また、下カバー 6 の先端側には、長方形の圧電素子（例えばピエゾ素子）15 が取り付け

けられており、上カバー 7 の先端側には、圧電素子 15 に対応する投影位置（図 1 の紙面表側）には、複数のスリット状の換気孔 18 が形成されている。この圧電素子 15 は、後述する様に、温度及び振動（主として温度）の変化により信号を出力する素子である。

【0035】

一方、前記呼吸状態監視装置 5 は、腕等に装着可能なような軽量の携帯型の装置であり、図 3 に示す様に、略直方体のプラスチック製の筐体 17 と、その内部に収容された電子制御装置 19（図 5 参照）とを備えている。

【0036】

この呼吸状態監視装置 5 の上面には、センサ側コネクタ 13 が嵌め込まれる装置側上コネクタ（モジュージャック）21 が設けられるとともに、第 1 ～ 第 5 LED 23 ～ 30 が半透明のカバー 31 に覆われて配置されている。

10

【0037】

また、呼吸状態監視装置 5 の左側面には、呼吸状態の測定（監視）の開始や終了のオン・オフを行う測定開始スイッチ 33 が配置され、呼吸状態監視装置 5 の下面には、呼吸状態監視装置 5 をベース装置（データ収集装置）35（図 9 参照）に接続するために、装置側下コネクタ（D-SUB コネクタ）37 が配置されている。

【0038】

尚、呼吸状態監視装置 5 の裏面には、呼吸状態監視装置 5 自身の ID 番号を示すバーコードのシール（記録部）41 が貼り付けられている。

20

そして、上述したスクリーナ 1 は、例えば図 4 に示す様に装着される。つまり、呼吸センサ 3 は、被験者の口と鼻の間に貼り付けられ、呼吸状態監視装置 5 は、被験者の腕等に取り付けられる。

【0039】

b) 次に、呼吸状態監視装置 5 の電氣的構成について、図 5 を用いて説明する。

図 5 に示す様に、呼吸状態監視装置 5 の電子制御装置 19 として、周知の A/D 内蔵マイコン 43、不揮発性メモリ 45、フラッシュメモリ 47、シリアル通信回線 49、バッテリー（充電電池）51 でバックアップされたリアルタイムクロック 53、補正用温度センサ 55 等を備えている。

【0040】

30

また、モジュージャック 21 は、差動増幅器 57 に接続され、差動増幅器 57 は、第 1 ローパスフィルタ 59、ゲイン 1 倍 AMP（アンプ）61、ゲイン 2 倍 AMP 63 を介して、A/D 内蔵マイコン 43 に接続されるとともに、ノッチフィルタ 65、第 2 ローパスフィルタ 67、ピーク検出回路 69 を介して、A/D 内蔵マイコン 43 に接続されている。

【0041】

更に、前記 A/D 内蔵マイコン 43 は、バッテリー切れ表示器 71 の第 1 LED 23、呼吸フロー表示器 73 の第 2 ～ 第 4 LED 25 ～ 29、（測定開始スイッチ 33 の入れ忘れ防止用及び測定完了表示用の）動作表示器 75 の第 5 LED 30 に接続されている。

【0042】

40

なお、装置側下コネクタ 37 は、充電電池 51 を介して、装置側上コネクタ 21 に接続され、更に、装置側上コネクタ 21 は、電子制御装置 19 に電力を供給する電源回路 77 に接続されている。

【0043】

ここで、充電電池 51 から電源回路 77 への回路は、装置側上コネクタ 21 によって、常時は、開かれた構造となっている。つまり、呼吸センサ 3 のセンサ側コネクタ 13 を装置側上コネクタ 21 に装着することによって、充電電池 51 から電源回路 77 へ電力が供給されるとともに、呼吸センサ 3 からの信号が呼吸状態監視装置 5 の A/D 内蔵マイコン 43 に入力する構成となっている。

【0044】

50

c) 次に、呼吸状態監視装置 5 にて行われる信号処理の手法について、図 6 を用いて説明する。

本実施例では、呼吸センサ 3 から得られたアナログ信号（ベース信号）は、装置側上コネクタ 2 1 を介して、差動増幅器 5 7 にて増幅され、呼吸信号を抽出するために第 1 ローパスフィルタ 5 9 に出力され、また、いびきによる音声信号（振動信号）を抽出するためにノッチフィルタ 6 5 に出力され、以下の処理が行われる。

【 0 0 4 5 】

・呼吸信号を抽出するための処理

呼吸センサ 3 はピエゾ素子 1 5 を用いたセンサであるので、そのベース信号には、呼吸に伴う温度及び振動の成分などが含まれている。従って、このベース信号から呼吸動作を明瞭に示すと考えられる低周波の信号を抽出する必要がある。

【 0 0 4 6 】

よって、ベース信号は、7 H z 以下の信号を通過させる第 1 ローパスフィルタ 5 9 にて処理されて、図 6 (a) に示す様な、呼吸に対応した呼吸信号が抽出される。

・音声信号を抽出するための処理

また、いびき等に対応した音声信号は、呼吸信号に比べて高い周波数を有するので、ここでは、ベース信号は、5 0 H Z、6 0 H Z のノッチフィルタ 6 5 にて処理されて、図 6 (b) に示す様に、いびき等に対応した音声信号が抽出される。

【 0 0 4 7 】

この音声信号は、2 k H z 以下の第 2 ローパスフィルタ 6 7 にて処理されて、高周波のノイズがカットされる。

そして、ノイズがカットされた音声信号は、ピーク検出回路 6 9 にて処理されて、図 6 (c) に示す様に、音声波形のピークをつないだ包絡線からなる音声信号（音声ピーク信号）が得られる。なお、ここでは、半波のみを用いる。

【 0 0 4 8 】

つまり、差動増幅器 5 7、各フィルタ 5 9、6 5 による分離回路によって、ベース信号は低周波の呼吸信号と高周波の音声信号とに分離され、それぞれの信号は、A / D 内蔵マイコン 4 3 を介して、フラッシュメモリ 4 7 に記録される。

【 0 0 4 9 】

詳しくは、フラッシュメモリ 4 7 には、呼吸信号と音声信号（包絡線のデータ）とが、時間を合わせた時系列に沿って、0 . 1 秒毎の信号（振幅値）のデータとして、呼吸状態の解析に必要な時間分（例えば少なくとも 3 時間分）記録される。

【 0 0 5 0 】

d) 次に、パルスオキシメータ 8 1 について説明する。

図 7 に示す様に、パルスオキシメータ 8 1 は、光学素子を備えたキャップ状のプロープ 8 3 を指先に付けて、無侵襲に脈拍数と経皮的動脈血酸素飽和度（S p O₂）をモニターする装置である。

【 0 0 5 1 】

このパルスオキシメータ 8 1 の裏面には、パルスオキシメータ 8 1 自身の I D 番号を示すバーコードが貼り付けられており、このバーコードはバーコードリーダ 8 7 によって読み込まれてパソコン 8 9 内のハードディスク等の記録装置（図示せず）に記録される。

【 0 0 5 2 】

パルスオキシメータ 8 1 で測定された脈拍数及び経皮的動脈血酸素飽和度のデータは、パルスオキシメータ 8 1 内部のメモリ（図示せず）に、自身のタイマ（図示せず）の時刻データに基づいて、時系列に沿って記録される。

【 0 0 5 3 】

そして、このメモリ内のデータは、赤外線を利用した読取器 9 1 によって読み取られてパソコン 8 9 内の記録装置に蓄積される。

このパソコン 8 9 内に蓄積されたデータは、例えば U S B 等の外部メモリ 9 3 によって、外部に取り出すことが可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

なお、パルスオキシメータ 8 1 は、例えば前記図 4 に示す様に装着される。つまり、プローブ 8 3 が指先に取り付けられ、パルスオキシメータ 8 1 は、被験者の腕等に取り付けられる。

【 0 0 5 5 】

e) ここで、前記パソコン 8 9 にて行われるパルスオキシメータ 8 1 のデータの処理について説明する。

本処理は、測定データが記録されたパルスオキシメータ 8 1 が読取器 9 1 に載置された後に実施される。

【 0 0 5 6 】

10

図 8 に示す様に、ステップ (S) 1 0 0 では、パルスオキシメータ 8 1 からの読み取り準備が O K か否かを、例えばパソコン 8 9 のキー入力により判定し、準備が O K の場合には、ステップ 1 1 0 に進む。

【 0 0 5 7 】

ステップ 1 1 0 では、パルスオキシメータ 8 1 から読み取られたデータが、読取器 9 1 を介して受信される。

続くステップ 1 2 0 では、データの受信が完了したか否かを判定し、完了した場合はステップ 1 3 0 に進む。

【 0 0 5 8 】

20

ステップ 1 3 0 では、(使用したパルスオキシメータ 3 1 に対応した) 独自フォーマットでデータのファイルを作成する。

続くステップ 1 4 0 では、独自フォーマットのファイルを、テキストファイルにファイルコンバートする。

【 0 0 5 9 】

続くステップ 1 5 0 では、テキストファイルをパソコン 8 9 内の記録装置 (ハードディスクなど) に記録し、一旦本処理を終了する。なお、記録装置に記録されたデータは、必要に応じて外部メモリ 9 3 に記録される。

【 0 0 6 0 】

f) 次に、生体状態検出装置について説明する。

30

図 9 に示す様に、複数の呼吸状態監視装置 5 を着脱可能に装着するデータ収集装置 3 5 と、呼吸状態監視装置 5 のバーコードを読み込むバーコードリーダ 1 0 1 と、バーコードリーダ 1 0 1 やデータ収集装置 3 5 を制御するパソコン 1 0 3 と、ディスプレイ 1 0 5 等とから、全体管理システム 1 0 7 が構成されている。なお、ここでは、パソコン 1 0 3 が生体状態検出装置として機能する。

【 0 0 6 1 】

このパソコン 1 0 3 では、呼吸状態監視装置 5 からデータ収集装置 3 5 を介して読み込まれた呼吸信号及び音声信号を用いて、呼吸状態を判定したり、その判定結果をディスプレイ 1 0 5 やスピーカ (図示せず) を用いて報知することができる。

【 0 0 6 2 】

40

また、パソコン 1 0 3 は、前記外部メモリ 9 3 から、経皮的動脈血酸素飽和度のデータを入力して内部のハードディスク等の記録装置 (図示せず) に記録する。

特に本実施例では、図 1 0 に示す様に、上述した呼吸信号の波形、音声信号の波形、経皮的動脈血酸素飽和度、及び脈拍数を、即ち異なるセンサによって測定された複数のデータを、ディスプレイ 1 0 5 の 1 つの表示画面にて、時間を合わせて (即ち時刻を一致させて) 並列に表示する。

【 0 0 6 3 】

なお、例えばパルスオキシメータ 8 1 等で測定した脈波 (その波形) や脈拍数 (トレンド等) も、時刻を一致させて表示してもよい。

g) 次に、パソコン 1 0 3 にて実施される各処理等について説明する。

【 0 0 6 4 】

50

(1)まず、呼吸状態監視装置 5 から読み取られたデータの基本的な処理について説明する。

図 1 1 に示す様に、ステップ 2 0 0 では、呼吸状態監視装置 5 からの読み取り準備が O K か否かを、例えばパソコン 1 0 3 のキー入力により判定し、準備が O K の場合には、ステップ 2 1 0 に進む。

【 0 0 6 5 】

ステップ 2 1 0 では、呼吸状態監視装置 5 から読み取られたデータが、データ収集装置 3 5 を介して受信される。

続くステップ 2 2 0 では、データの受信が完了したか否かを判定し、完了した場合はステップ 2 3 0 に進む。

【 0 0 6 6 】

ステップ 2 3 0 では、呼吸データ（即ちベース信号から分離された低周波の呼吸信号）を、テキストファイル化する。

続くステップ 2 4 0 では、音声データ（即ちベース信号から分離された高周波の音声信号）を、テキストファイル化する。

【 0 0 6 7 】

続くステップ 2 5 0 では、各ファイルを、パソコン 1 0 3 内の記録装置に記録し、一旦本処理を終了する。なお、記録装置に記録されたデータは、必要に応じて外部メモリ 9 3 に記録される。

【 0 0 6 8 】

(2)次に、入力された測定データをディスプレイ 1 0 5 に表示する処理について説明する。

なお、脈拍数の表示については、経皮的動脈血酸素飽和度の測定の際に同じタイマにより計時されているので、その説明は省略する。

【 0 0 6 9 】

図 1 2 に示す様に、ステップ 3 0 0 では、パソコン 1 0 3 内の記録装置に記録された経皮的動脈血酸素飽和度のデータのテキストファイルを読み込む。

続くステップ 3 1 0 では、パソコン 1 0 3 内の記録装置に記録された呼吸データ（呼吸信号）のテキストファイルを読み込む。

【 0 0 7 0 】

続くステップ 3 2 0 では、パソコン 1 0 3 内の記録装置に記録された音声データ（音声信号）のテキストファイルを読み込む。

続くステップ 3 3 0 では、各テキストファイルの 3 種のデータの時間を合わせて、前記図 1 0 に示す様に、ディスプレイ 1 0 5 に並列して表示し、一旦本処理を終了する。なお、呼吸信号と音声信号とは、同じタイマで計時されているので、両者間の時間合わせは不要である。

【 0 0 7 1 】

ここで、異なるセンサによって得られたデータ間の時間あわせを行う手法について説明する。

一般に、経皮的動脈血酸素飽和度の低下は、無呼吸又は低呼吸が持続し始めて、数～数十秒程度遅れて起こるが、これには個人差がある。従って、本実施例では、下記の方法で自動的に時間あわせを行う。

【 0 0 7 2 】

・まず、測定を行う一晚において、経皮的動脈血酸素飽和度の低下が、基準となる値（無呼吸・低呼吸の無い状態の平均値）から例えば 3 % 以上低下したとき総数を数える。

・ここで、経皮的動脈血酸素飽和度の低下した総数によって、下記のパターン定数を決める。

【 0 0 7 3 】

1 5 回以上の場合 パターン定数： 1 0

1 5 回未満 5 回以上の場合 パターン定数： 5

10

20

30

40

50

5 回未満の場合

パターン定数：総数

・次に、経皮的動脈血酸素飽和度の低下のピークと次の低下のピークまでの時間を、前記パターン定数分記録し、 SpO_2 パターン（Aパターン）を作成する。

【0074】

・次に、呼吸波形を解析し、無呼吸・低呼吸の状態（呼吸信号の振幅が基準値より小さくなった場合）が、10秒以上継続したものを1イベントとして計数する。

・次に、イベント後の呼吸再開（後述するように大きな気道音で判別可能）と、次のイベント後の呼吸再開までの時間を、1晩分記録して、呼吸パターン（Bパターン）を作成する。

【0075】

・次に、 SpO_2 パターンと呼吸パターンとを照合する。即ち呼吸パターンに一致する SpO_2 パターンを探し出す。なお、両パターンの個々のデータ値には多少のズレがあるので、予め許容範囲のズレ時間を設定する。

【0076】

例えば SpO_2 パターンが、「7秒、3秒、1秒、5秒、3秒」である場合に、呼吸パターンが「7秒、2秒、1秒、5秒、2秒」である場合には、個々の数値には多少のズレがあるが、それが許容範囲である場合には、この SpO_2 パターンがこの呼吸パターンに対応している（即ち同一の生体の状態を測定したデータである）と判断する。

【0077】

なお、呼吸パターンは、一晩中の全データであるので、 SpO_2 パターンより数が多いが、この呼吸パターンに対して最も SpO_2 パターンに一致する部分を目的のパターンとして求める。

【0078】

・そして、目的のパターン（ SpO_2 パターン）が見つければ、対応するイベント後の呼吸再開のところに、 SpO_2 パターンの先頭時間を合わせる。

これによって、自動的に時間合わせが完了する。なお、時間の微調整が必要な場合はパソコン103のディスプレイ105の画面で波形を見ながら調整をすることができる。

【0079】

(3)次に、無呼吸・低呼吸の判定の処理について説明する。

図13(a)に示す様に、呼吸に対応して呼吸信号が得られるが、例えば無呼吸（又は低呼吸）の場合には、呼吸信号の振幅が小さくなる。

【0080】

そこで、例えば、過去2分間における呼吸信号の振幅の最大値をXとした場合、振幅がXの1/2（即ちS1）である期間が10秒間以上継続したときには、無呼吸（又は低呼吸）が発生した判断することが考えられる。

【0081】

ところで、ノイズが発生すると、呼吸とは異なるタイミングで大きな振幅の信号（判定値S1より大きな信号）が検出されることがあり、この場合は、ノイズを呼吸と誤判定することがある。

【0082】

そこで、呼吸と思われるような大きな振幅の信号が検出された場合（例えばそのピークの時刻t1）には、図13(b)に示す様に、その時刻t1の前後（t1を中心とした時間ΔT）で、判定値S2より大きな音声信号が検出されたかどうかをチェックし、その信号が検出された場合には、呼吸が発生したと判断する。

【0083】

これは、無呼吸（又は低呼吸）から通常の呼吸に変化した場合には、通常、いびきを伴うので、音声信号の判定によりいびきを判定し、いびきがあった場合には、呼吸が発生した（呼吸が再開された）と確定するものである。

【0084】

次に、上述した手法に基づいた具体的な処理内容を説明する。

10

20

30

40

50

パソコン 103 には、上述した様に、呼吸状態監視装置 5 に記録されたデータ（呼吸センサ 3 から得られた同じ時系列に沿った呼吸信号及び音声信号の信号データ）が、データ収集装置 35 を介して読み込まれているので、このデータを用いて下記の処理を行う。

【0085】

図 14 のフローチャートに示す様に、最初に、ステップ (S) 400 にて、呼吸信号の振幅 KW が、判定値 S1 未満であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ 410 に進み、一方否定判断されると、一旦本処理を終了する。

【0086】

ステップ 410 では、カウンタタイマ（カウント値 Z）をスタートさせる。

続くステップ 420 では、呼吸信号の振幅 KW が、判定値 S1 以上であるか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ 430 に進み、一方否定判断されると、この条件が満たされるまで待機する。

【0087】

ステップ 430 では、中間カウンタ Y にカウント値 Z を代入する

続くステップ 440 では、検出された振幅の大きな信号が、通常の呼吸信号であるかノイズであるかを判定する。具体的には、今回検出された信号の幅（ノイズ幅 Δn ：1 周期の上ピークから下ピークまでの時間）がノイズ判定値 NH を上回るか否かを判定する。ここで肯定判断されると、即ち周期の大きな信号であるので呼吸信号である可能性が高いと判断されると、ステップ 450 に進む。一方否定判断されると、即ち、周期の短いパルス状の急峻な信号であるのでノイズである可能性が高いと判断されると、ステップ 420 に戻る。

【0088】

ステップ 450 では、カウンタ値 Z が 10 秒を上回るか経過か否か、即ち、呼吸信号の振幅が小さくなってから 10 秒経過したか否かを判定する。ここで肯定判断されるとステップ 460 に進み、一方否定判断されるとステップ 470 に進む。

【0089】

ステップ 470 では、前記ステップ 400 にて呼吸の振幅が小さくなったと判断されてから 10 秒以内であるので、通常の呼吸の範囲、即ち、無呼吸・低呼吸ではないと判断して、一旦本処理を終了する。

【0090】

一方、ステップ 460 では、呼吸の振幅が小さくなってから 10 秒経過しているので、無呼吸・低呼吸の可能性があるので、その判定を行う。

具体的には、音声信号の振幅 OW が判定値 S2 以上であり、且つ、その信号の長さ L が判定値 Δt より長いかなどを判定することにより、呼吸再開時のいびきが発生したか否かを判定する。なお、L としては、例えば前記判定 S2 以上の信号が得られた期間を採用できる。ここで肯定判断されるとステップ 480 に進み、一方否定判断されると前記ステップ 490 に進む。

【0091】

ステップ 480 では、いびきが発生したと考えられるので、呼吸が再開されたと判断し、1 回の無呼吸・低呼吸と判定し、一旦本処理を終了する。

一方、ステップ 490 では、音声信号によるいびきの発生は確認できないが、呼吸の振幅が低下してから再度呼吸の振幅が増加し、しかも、その長い周期から呼吸の可能性が高いので、ここでは、中間カウンタ Y の値（例えば Y 秒間で Y が 10 秒以上であるとき）における 1 回の無呼吸・低呼吸と、その後の、Z - Y 秒間（Z - Y が 10 秒以上であるとき）における 1 回の無呼吸・低呼吸が発生したと判定する。即ち、合計 2 回の無呼吸・低呼吸が発生したと判定し、一旦本処理を終了する。

【0092】

h) この様に、本実施例では、別個のタイマを有するパルスオキシメータ 81 とスクリーナ 1 を用いて、それぞれ酸素飽和度と呼吸信号・音声信号とを求めるので、酸素飽和度と呼吸信号・音声信号とには時間の経過に対応関係が無いが、酸素飽和度と呼吸信号・音

10

20

30

40

50

声信号を入力した生体状態検出装置 103 では、ディスプレイに 105 に酸素飽和度信号の波形と呼吸信号の波形及び音声信号の波形とを、時間を一致させて表示している。

【0093】

従って、この酸素飽和度信号の波形と呼吸信号の波形及び音声信号の波形とが並べて表示された表示画面を見れば、例えば無呼吸・低呼吸の状態を、容易に且つ確実に判定することができる。

【0094】

尚、本発明は前記実施例に何ら限定されることなく、本発明の技術的範囲を逸脱しない限り、種々の態様で実施できることはいうまでもない。

(1) 例えばノッチフィルタは、ハイパスフィルタで置き換えることもできる。

10

【0095】

(2) また、前記実施例では、パソコンにて処理を行う例について述べたが、本発明は、それらに限らず、上述したアルゴリズムに基づく処理を実行させるプログラムやそのプログラムを記録している記録媒体にも適用できる。

【0096】

この記録媒体としては、マイクロコンピュータとして構成される電子制御装置、マイクロチップ、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク等の各種の記録媒体が挙げられる。つまり、上述したパソコンの処理を実行させることができるプログラムを記録したものであれば、特に限定はない。

【0097】

20

尚、前記プログラムは、単に記録媒体に記録されたものに限定されることなく、例えばインターネットなどの通信ラインにて送受信されるプログラムにも適用される。

(3) 更に、前記図 10 に示す様に、パルスオキシメータとスクリーナとを別体に用いるのではなく、例えばパルスオキシメータと呼吸状態監視装置とを接続し、パルスオキシメータで得られたデータを、呼吸状態監視装置のメモリに記憶してもよい。

【0098】

このとき、両センサの(時間経過が異なる)別個のデータを、呼吸状態監視装置のメモリにそれぞれ記録しても良いが、呼吸状態監視装置側のタイマを利用して、両センサのデータを同期してリアルタイムに記録してもよい。

【図面の簡単な説明】

30

【0099】

【図 1】実施例 1 のスクリーナを示す説明図である。

【図 2】呼吸センサの呼吸状態監視装置への装着状態を示す説明図である。

【図 3】呼吸状態監視装置を示し、(a) は上面図、(b) は正面図、(c) は底面図、(d) は左側面図、(e) は背面図である。

【図 4】スクリーナやパルスオキシメータの装着方法を示す説明図である。

【図 5】実施例 1 の呼吸状態監視装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 6】(a) 呼吸信号を示すグラフ、(b) ピーク検出しない音声信号を示すグラフ、(c) ピーク検出した音声信号を示すグラフである。

【図 7】パルスオキシメータのデータを処理するシステムを示す説明図である。

40

【図 8】パルスオキシメータのデータを処理する手順を示すフローチャートである。

【図 9】全体管理システムのシステム構成を示す説明図である。

【図 10】生体状態検出装置のディスプレイに表示される波形等を示す説明図である。

【図 11】生体状態検出装置の呼吸データ等の処理を示すフローチャートである。

【図 12】生体状態検出装置のディスプレイに波形等を表示するための処理を示すフローチャートである。

【図 13】(a) 呼吸信号を示すグラフ、(b) 音声信号を示すグラフである。

【図 14】無呼吸・低呼吸を検出するための処理を示すフローチャートである。

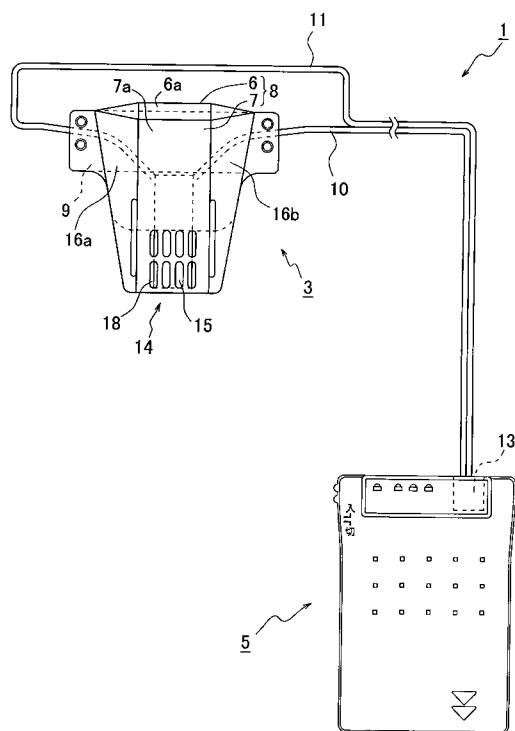
【符号の説明】

【0100】

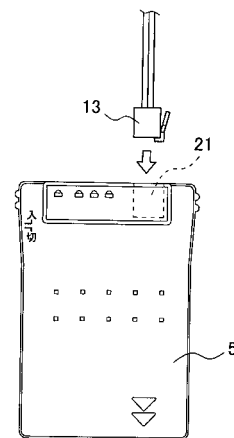
50

- 1・・・スクリーナ（呼吸状態監視システム）
- 3・・・呼吸センサ
- 5・・・呼吸状態監視装置
- 35・・・データ収集装置
- 59・・・（第１、第２）ローパスフィルタ
- 65・・・ノッチフィルタ
- 81・・・パルスオキシメータ
- 89、103・・・パソコン

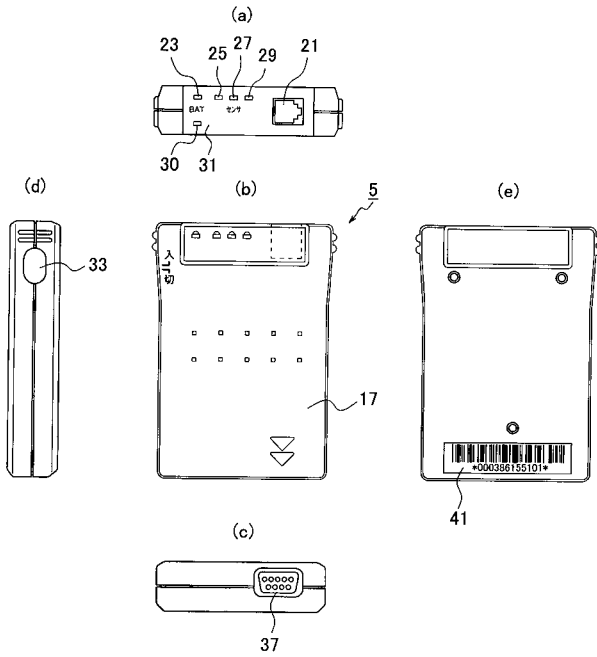
【図１】



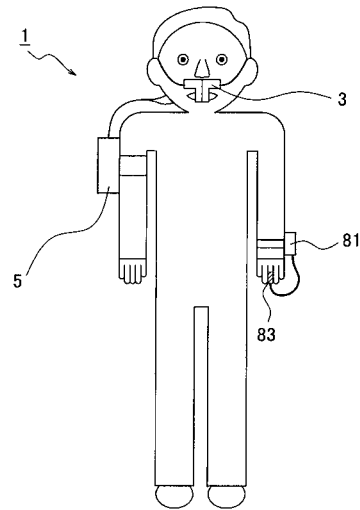
【図２】



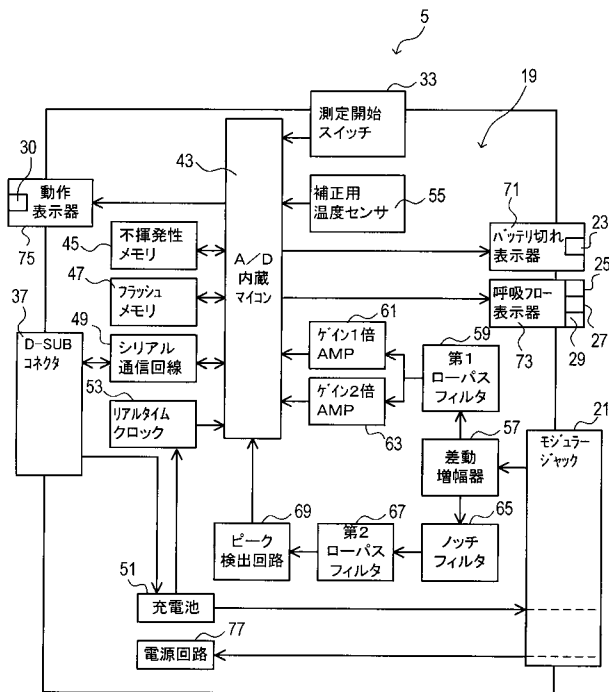
【図3】



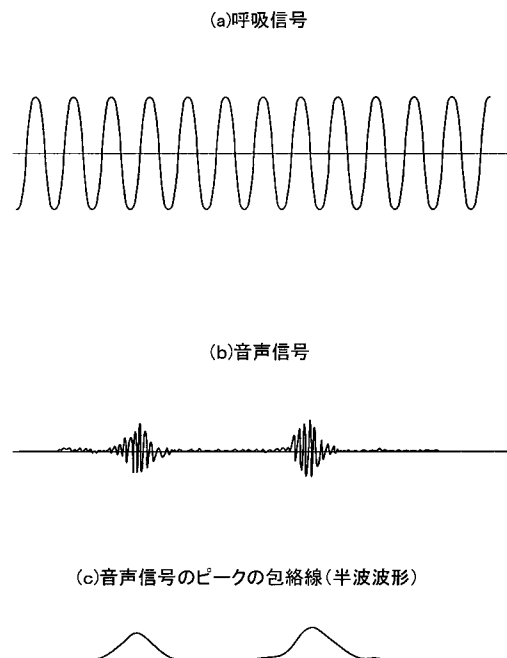
【図4】



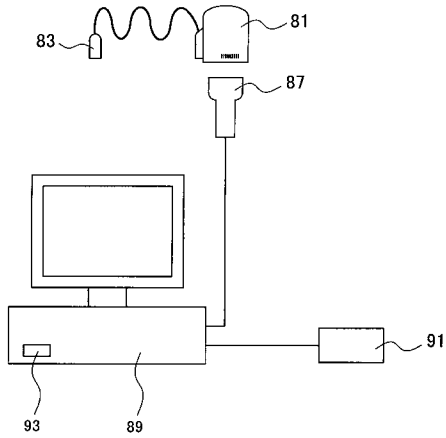
【図5】



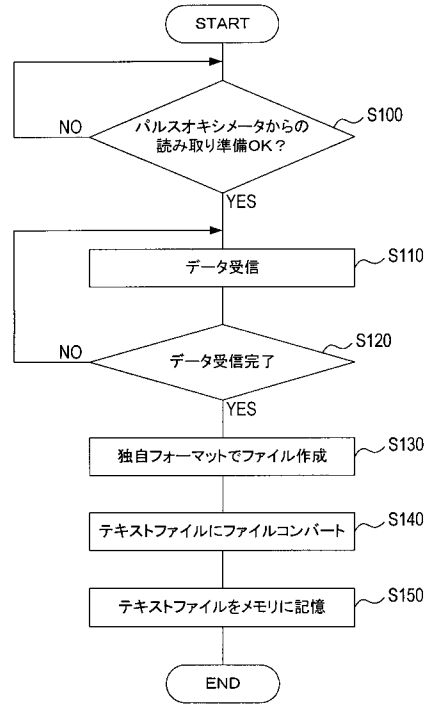
【図6】



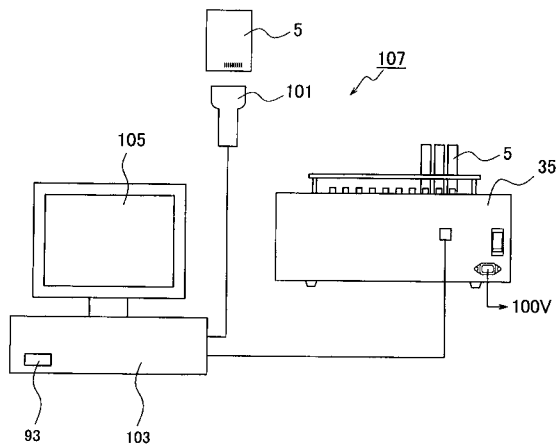
【図 7】



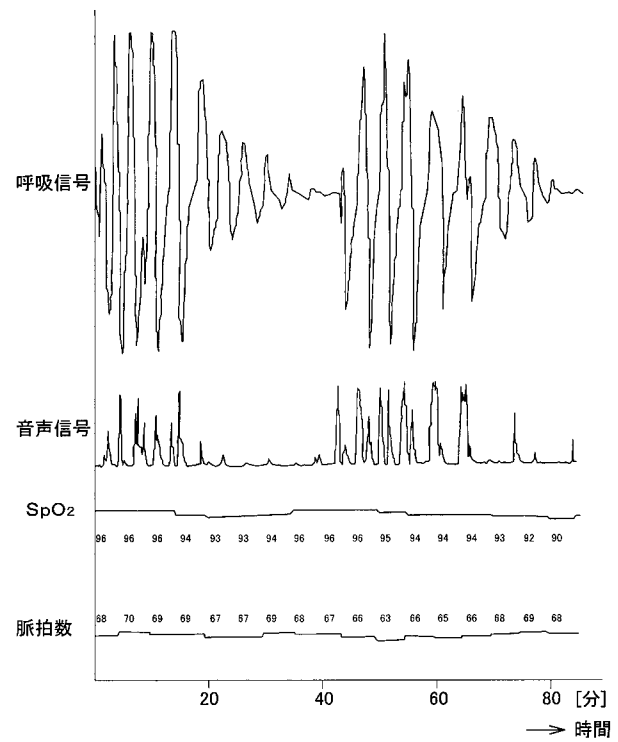
【図 8】



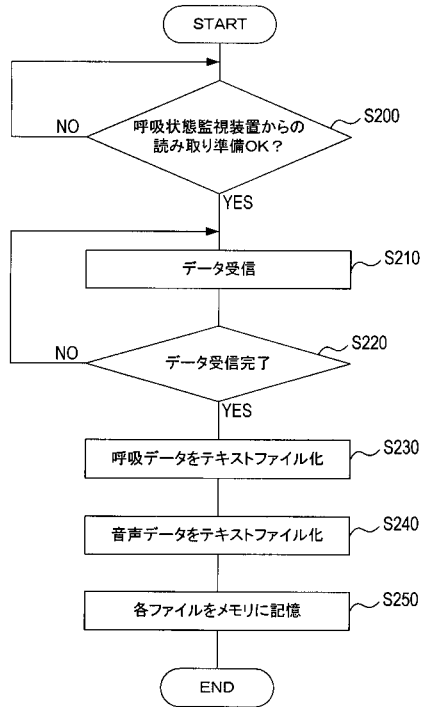
【図 9】



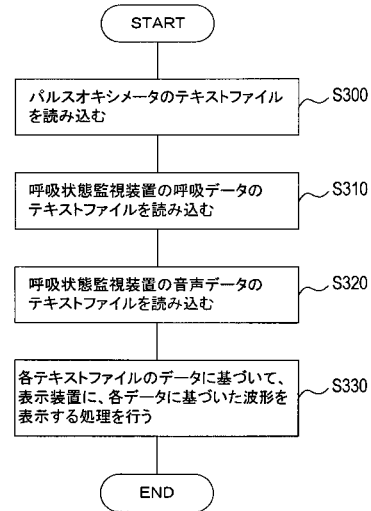
【図 10】



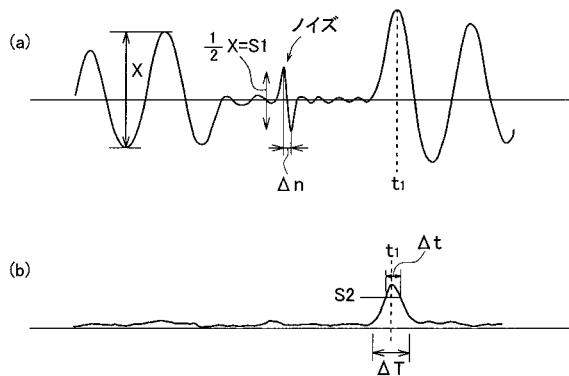
【図 1 1】



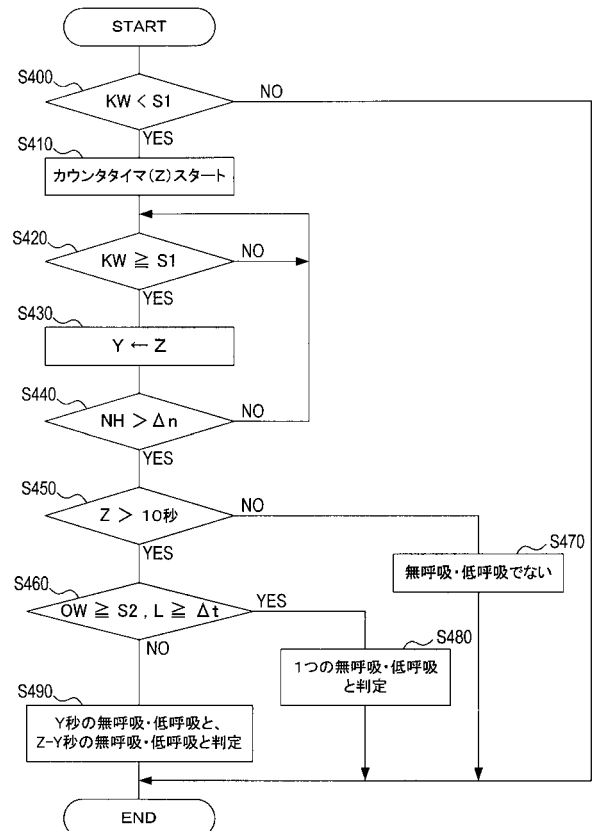
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



专利名称(译)	生物状态检测装置，程序，记录介质和生物状态显示方法		
公开(公告)号	JP2009240610A	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2008092133	申请日	2008-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	日本特殊陶业株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本特殊陶业株式会社		
[标]发明人	秋山純一 加賀逸雄 棚田哲次		
发明人	秋山 純一 加賀 逸雄 棚田 哲次		
IPC分类号	A61B5/00		
FI分类号	A61B5/00.D		
F-TERM分类号	4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XE13 4C117/XE24 4C117/XE29 4C117/XG17 4C117/XG18 4C117/XG19 4C117/XG33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种生物状态检测装置，程序，记录介质和生物状态显示方法，其能够以简单的配置容易且容易地显示指示活体状态的多个数据。在步骤300中，读取记录在个人计算机103的记录装置中的经皮动脉血氧饱和度数据的文本文件。在接下来的步骤310中，读取记录在个人计算机103的记录设备中的呼吸数据（呼吸信号）的文本文件。在随后的步骤320中，读取记录在个人计算机103的记录设备中的音频数据（音频信号）的文本文件。在随后的步骤330中，每个文本文件的三种数据的时间与显示器105并行显示。The 12

